

Sistem Restorasi Gerak Sendi Siku Menggunakan *Functional Electrical Stimulation*

Erwin Setiawan Widjaja, Achmad Arifin, Fauzan Arrofiqi dan Mohammad Nuh
Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Teknik Industri, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS)
Jl. Arief Rahman Hakim, Surabaya 60111
e-mail: arifin@ee.its.ac.id

Abstrak—Persendian anggota gerak atau fungsi motorik seorang pasien *pasca stroke* dan *Spinal Cord Injury* (SCI) melalui penelitian yang dilakukan menggunakan EMG dan pengukuran secara mekanis, menunjukkan bahwa pergerakan persendian tersebut lebih kaku di bandingkan dengan persendian anggota gerak orang normal. Hal ini di akibatkan karena penyakit *stroke* yang menyerang otak seseorang, sehingga pergerakan persendian akan menjadi terbatas dalam jangka waktu tertentu. Oleh karena itu, persendian yang jarang digerakkan akan menyebabkan melemahnya sistem saraf dan otot untuk melakukan pergerakan pada persendian. Salah satu cara rehabilitasi pergerakan persendian tersebut adalah menggunakan *Functional Electrical Stimulation* (FES). Alat tersebut akan memberikan stimulus elektrik kepada otot melalui kulit, sehingga otot akan berkontraksi dan menimbulkan gerakan. *Electrical stimulator* dirancang untuk menghasilkan output berupa gelombang kotak untuk menggerakkan persendian, dimana sinyal tersebut memiliki karakteristik lebar pulsa 200 μ S, frekuensi 20Hz dan amplitudo maksimal 100 V. Penempatan dari *elektroda* pada tangan, akan mempengaruhi pergerakan yang akan di bentuk oleh sendi siku. Selain itu besar tegangan yang digunakan akan mempengaruhi besar sudut yang di hasilkan. Melalui pengujian didapatkan tegangan minimum untuk menggerakkan otot *biceps* sebesar 31 V dan tegangan maksimum untuk mencapai sudut yang di inginkan sebesar 56.66 V melalui percobaan terhadap 3 subyek.

Kata kunci—*functional electrical stimulator, spinal cord injury, stroke*

I. PENDAHULUAN

FUNCTIONAL electrical stimulation adalah salah satu metode untuk restorasi dari fungsi motorik manusia khususnya pada bagian persendian karena penyakit *stroke* atau *spinal cord injury*. Metode ini memanfaatkan karakter dari otot yang berkontraksi ketika diberi stimulus listrik tertentu dan menghasilkan pergerakan pada persendian yang di beri stimulus. Pada keadaan normal, pasien yang terkena *stroke* atau *spinal cord injury* memiliki otot yang dapat bekerja secara normal, hanya saja karena penyakit ini menyerang sistem motorik pada otak maka sinyal stimulus dari otak tidak dapat ter sampaikan pada otot. Dengan menggunakan metode ini, persendian kaku akibat *stroke* atau *spinal cord injury* dapat di rehabilitasi. Stimulus secara *open loop* dapat di terapkan kepada pasien, tetapi dengan menggunakan sistem kontrol tersebut hasil gerakan persendian menjadi tidak terarah dan memiliki tingkat efektifitas yang rendah. Selain itu, sistem ini juga mudah terpengaruh banyak hal seperti berat obyek, kelemahan otot, besar-kecilnya otot dan lain-lain. Oleh karena itu, FES

dengan sistem *closed loop* di terapkan untuk menanggulangi masalah tersebut [1].

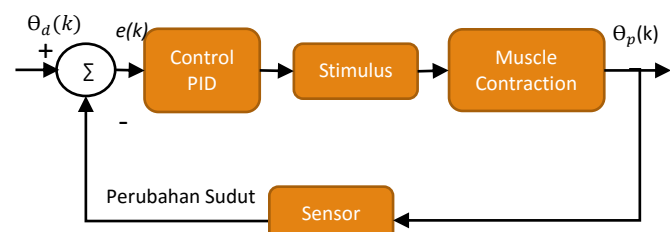
Sistem *closed loop* yang digunakan adalah kontrol PID yang berbasis arah 1 gerakan obyek. Dengan memanfaatkan sistem ini, pergerakan obyek dapat lebih terkontrol sesuai dengan target yang di inginkan. Pada praktiknya sistem kontrol PID pada setiap subyek akan berbeda-beda, sesuai dengan keadaan otot dari subyek. Sehingga untuk mencapai efektifitas yang tinggi perlu dilakukan karakterisasi terlebih dahulu, seperti nilai konstanta PID, K_p , K_i dan K_d . Nilai tersebut akan digunakan untuk perhitungan dari hasil yang akan dikeluarkan pada perhitungan. Selain itu juga, pada penelitian ini untuk pergerakan dari persendian tangan di gunakan stimulus hanya pada satu otot yang paling berpengaruh dalam pergerakannya.

II. METODE PENELITIAN

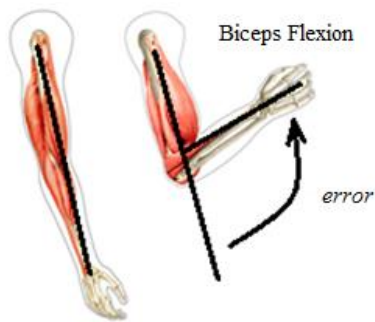
A. Kontrol PID

Pada gambar 1 di tunjukkan diagram blok dari sistem kontrol PID, dari sudut awal subyek hingga menghasilkan perubahan sudut pada subyek. θ_d merupakan sudut awal dari obyek, θ_p merupakan nilai yang dihasilkan dari pembacaan sensor atau hasil perubahan sudut oleh subyek, $e(k)$ merupakan nilai *error* yang didapatkan melalui pengurangan sudut yang diperoleh dengan target yang seharusnya dicapai oleh subyek. Persamaan umum dari perhitungan kontrol PID pada (1),

$$u(t) = u_{min} + K_p e(t) + K_i \int_0^t e(t) dt + K_d \frac{de(t)}{dt} \quad (1)$$



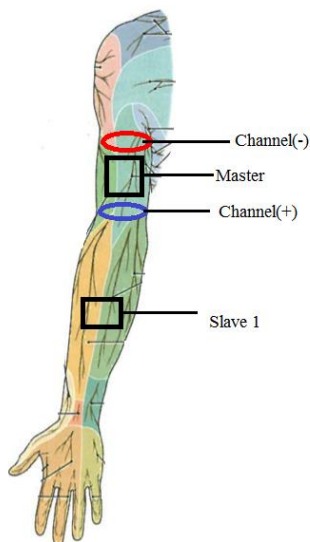
Gambar 1. Diagram blok kontrol PID

Gambar 2. Pergerakan *biceps* sendi siku terhadap dan perhitungan *error*

Dimana nilai $u(t)$ adalah hasil output dari perhitungan, u_{\min} adalah stimulus minimal sebelum hasil $u(t)$ memberikan pergerakan terhadap realisasi *control*, $e(t)$ adalah nilai *error* yang didapatkan antara *target* yang di inginkan dengan hasil pengukuran sensor. Melalui gambar 2 ditunjukkan sudut-sudut yang dihasilkan terhadap arahnya masing-masing. Pada gambar 2 merupakan pergerakan otot *biceps flexion* dengan pemberian stimulus pada otot *biceps*. Dari pergerakan tersebut, akan di hasilkan *error* terhadap sudut target yang di inginkan dengan sudut hasil pembacaan sensor. Nilai *error* tersebut akan digunakan pada perhitungan *feedback PID*. Pembacaan sensor ini digunakan perhitungan lebih lanjut berupa *kalman filter* dengan menggabungkan sensor *accelerometer* dan *gyroscope* untuk mendapatkan hasil yang lebih halus.

B. Penempatan Master, Slave1, sensor dan channel

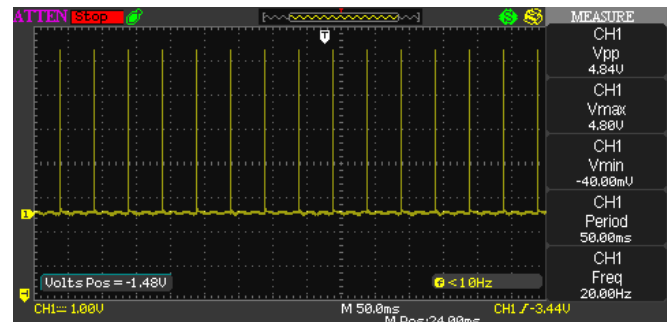
Penempatan dari *master*, *slave1*, *slave2* dan *sensor* pada tangan sangat menentukan untuk menghasilkan sudut yang di inginkan. Pada gambar 3, digambarkan *channel negative* dengan garis berwarna merah dan *channel positive* dengan garis berwarna merah. Untuk penempatan *channel* selanjutnya di letakkan pada otot-otot yang akan menghasilkan pergerakan yang spesifik, dengan pemberian stimulus yang sesuai maka akan menghasilkan pergerakan yang linear dengan kenaikan tegangan yang digunakan.

Gambar 3. Peletakan sensor, master, *slave1* dan *channel electrode* [2]

III. HASIL DAN ANALISA

A. Pengujian Rangkaian Pembangkit Pulsa 200 μ S dan 20 Hz

Pada pengujian ini, dilakukan dengan mengukur sinyal *output PG* pada gambar 4. Pengukuran pulsa dilakukan tanpa diberi beban. Untuk mendapatkan pulsa 200 μ S, 20 Hz, 100 V diperlukan PWM dengan lebar pulsa 200 μ S dan frekuensi 20 Hz yang diperoleh dari *mikrokontroler STM32*.

Gambar 4. Pulsa 200 μ S dan frekuensi 20 Hz, *input PWM_PG*

Pulsa tersebut akan digunakan untuk masukan pada *PWM_PG* atau sebagai proses *switching* pada transistor.

B. Pengujian Open Loop pada Sendi Siku

Tabel 1

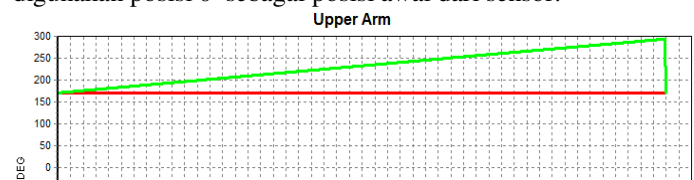
Hasil pengukuran tegangan minimum dan tegangan maksimum *elbow joint* pada subyek

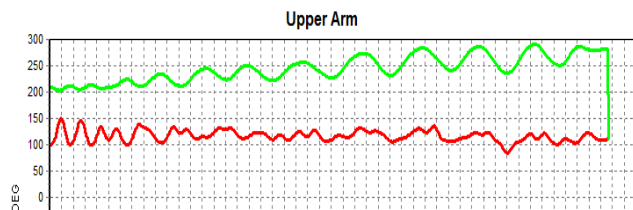
| Subyek | Minimal | Maksimal | Efek setelah |
|--------|---------|----------|--------------|
| A | 25 | 45 | Fatigue |
| B | 40 | 75 | Fatigue |
| C | 28 | 50 | Fatigue |

Pengujian ini dilakukan dengan cara menerapkan *electrical stimulator* pada otot-otot pergelangan tangan dan otot pada sendi siku yang menyebabkan pergerakan sesuai dengan penelitian. Subyek diminta untuk duduk rileks dengan menggantungkan tangan searah dengan gaya gravitasi bumi. Untuk perubahan tegangan yang digunakan adalah tegangan minimum sebelum terjadinya pergerakan dari sendi yang diberi stimulus dan tegangan maksimum ketika terjadi pergerakan sendi maksimal yang dapat dicapai. Selain itu, terdapat efek yang ditimbulkan setelah otot mendapat stimulus dari *electrical stimulator* yaitu *fatigue* (rasa lelah pada otot). Untuk hasil perubahan tegangan tersebut ditunjukkan pada tabel berikut.

C. Pengujian Sensor Accelerometer dan Gyroscope

Pengujian sensor ini dilakukan dengan mengambil data *tilt sensor* dan *gyroscope* secara bersamaan. Pada saat pertama kali, digunakan posisi 0^0 sebagai posisi awal dari sensor.

Gambar 5. Respon *accelerometer* dan *gyroscope* dalam keadaan 0^0 , hijau adalah *Gyroscope* dan Merah adalah *Accelerometer*

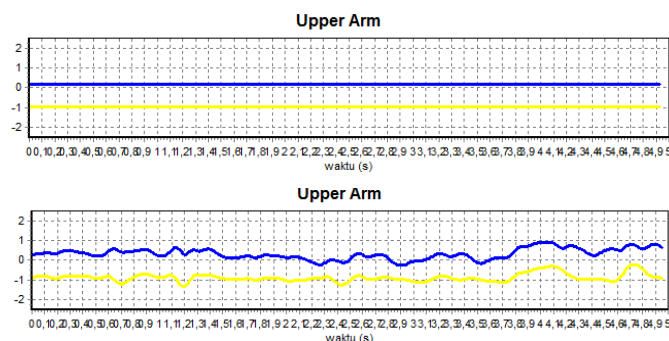


Gambar 6. Respon *accelerometer* dan *gyroscope* dalam keadaan bergerak, hijau adalah *Gyroscope* dan Hijau adalah *Accelerometer*.

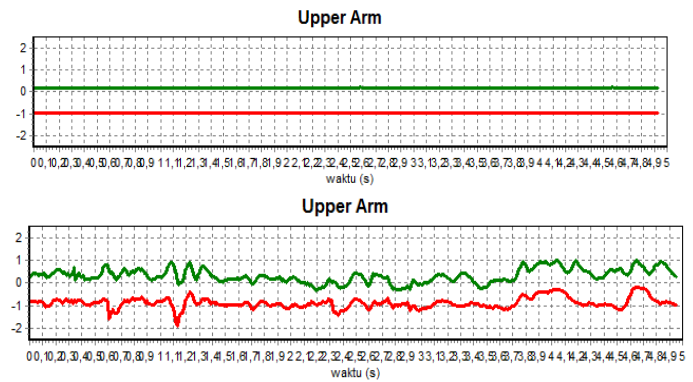
Didapatkanlah data bahwa pengukuran *accelerometer* dan *gyroscope* dimana data *tilt accelerometer* cenderung konstan dan mendekati nilai 0^0 dan nilai *gyroscope* yang cenderung konstan tetapi tidak stabil menuju ke atas. Hal ini disebabkan oleh *bias error* yang merupakan sifat dari *gyroscope*. Untuk hasil pada pengujian pertama ini, ditunjukkan pada gambar 5. Untuk pengujian kedua digerakkan kedua sensor tersebut secara bersamaan, lalu dihitung sudut *tilt* sensor tersebut. Terlihat jelas dari gambar 6 bahwa pengukuran *accelerometer* akan semakin tidak stabil ketika kondisi dinamis sedangkan hasil pengukuran dari *gyroscope* akan memberikan nilai yang lebih halus ketika kondisi dinamis meskipun terdapat *bias drift*. Melalui hasil pengujian ini dapat disimpulkan bahwa *accelerometer* akan lebih akurat ketika pengukuran statis sedangkan *gyroscope* akan lebih bagus ketika pengukuran dinamis. Jika *bias drift* ini dapat dihindari, maka pengukuran yang lebih akurat dapat tercapai.

D. Pengujian Sudut Lengan Atas, Lengan Bawah dan Pergelangan Tangan Menggunakan *butterworth LPF*

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui tingkat akurasi dari hasil pengukuran sudut persendian tanpa LPF dan dengan LPF. Dimana didapatkan bahwa penggunaan LPF akan memberikan hasil yang lebih baik. Selain memberikan hasil yang lebih baik, penggunaan sensor LPF ini berguna untuk mengurangi *noise* akibat pergerakan tangan yang tidak stabil. Filter ini diterapkan pada seluruh keluaran sensor, berikut gambar 7 adalah contoh hasil keluaran *accelerometer LPF* dan *gyroscope LPF*.



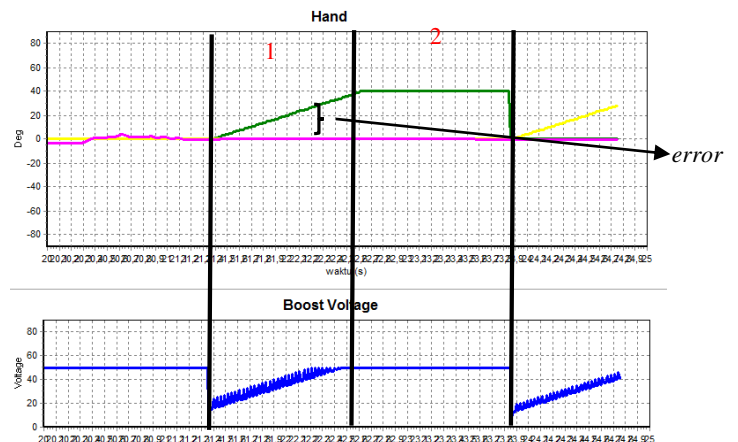
Gambar 7. Respon sensor *accelerometer* dan *gyroscope* kondisi diam dan kondisi bergerak dalam LPF



Gambar 8. Respon sensor *accelerometer* dan *gyroscope* kondisi diam dan kondisi bergerak

E. Perbandingan Hasil Output PID dengan Output yang di Inginkan

Pada pengujian ini dilakukan pengukuran untuk membandingkan hasil *output* PID ketika kondisi diam dengan kondisi sensor mengikuti target. Pada gambar 9 merupakan contoh hasil *output* dari *boost voltage* terhadap target *biceps* yang diinginkan. Dapat terlihat pada gambar tersebut, tegangan *output* akan terus meningkat seiring dengan meningkatnya target pada kondisi 1, dan pada kondisi 2 target akan memiliki nilai konstan sebesar 40^0 dengan nilai tegangan *output* yang tetap yaitu 50 V.

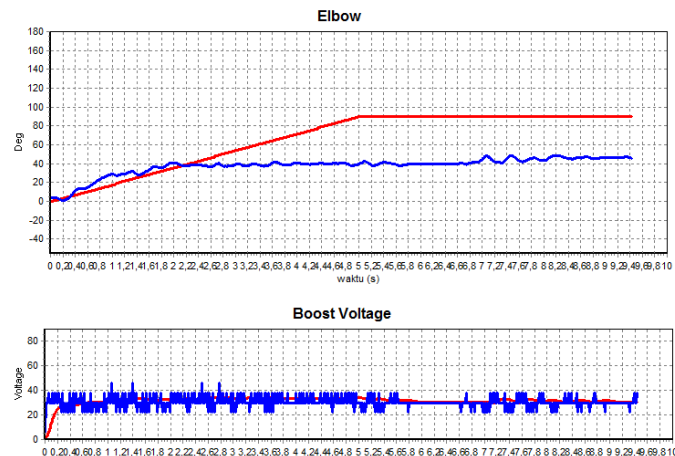


Gambar 9. Respon *output* pergerakan radial PID terhadap target yang diinginkan

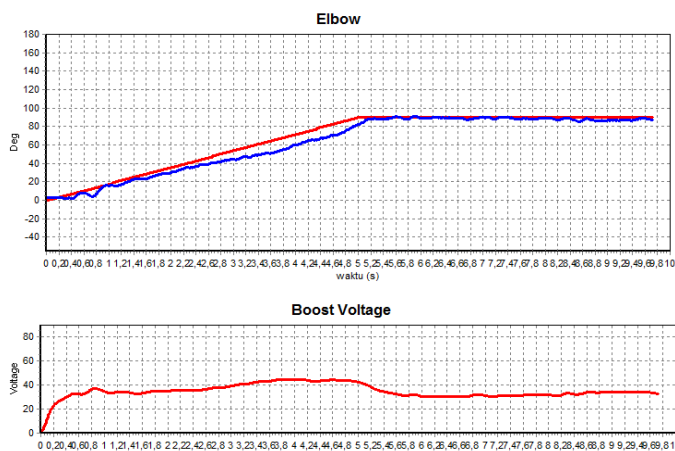
Perubahan tegangan pada kondisi 1 ini disebabkan oleh perubahan target yang harus dicapai, sehingga tegangan akan terus meningkat karena semakin besarnya *error* yang ada. *Error* ini didapatkan dari selisih antara target yang harus dicapai dengan sudut yang dibentuk oleh pergelangan tangan. Pada kondisi 2, tegangan yang dihasilkan akan menghasilkan tegangan yang konstan yaitu 50V. Pemberian stimulus maksimal pada pergelangan tangan adalah 50V, karena melalui data pengambilan data *open loop* sudah terbilang cukup untuk menghasilkan pergerakan sudut yang diinginkan. Oleh sebab itu bila otot subyek diberi stimulus lebih dari 50V, di khawatirkan subyek akan merasa kesakitan sehingga ketika dalam perhitungan *output* PID hasil perhitungan melebihi nilai 50 maka tegangan yang akan dikeluarkan akan sebesar 50V.

F. Pengujian Stimulator dengan Feedback PID pada Subyek Normal untuk Pergerakan Elbow Joint

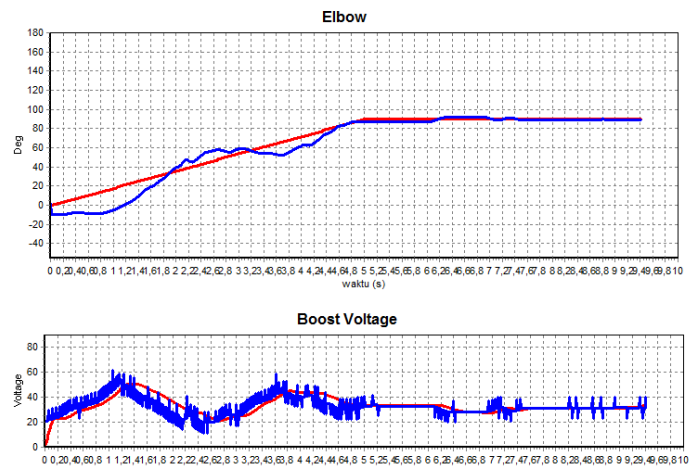
Percobaan pengukuran *elbowjoint* ditunjukkan gambar di bawah, dengan menggunakan nilai konstanta yang di rubah masing-masing antara K_p , K_i dan K_d . Pada periode pertama 0^0 hingga 90^0 , didapatkan pergerakan sudut *elbowjoint* dari 0^0 hingga 90^0 yang digambarkan dengan warna biru dan target yang harus dicapai pada garis berwarna merah. Melalui gambar di atas, didapatkan bahwa dengan berubahnya nilai K_p dari nilai yang kecil hingga besar, maka perubahan *error* pada kondisi sekarang akan lebih terlihat dibandingkan dengan nilai konstanta K_p yang kecil.



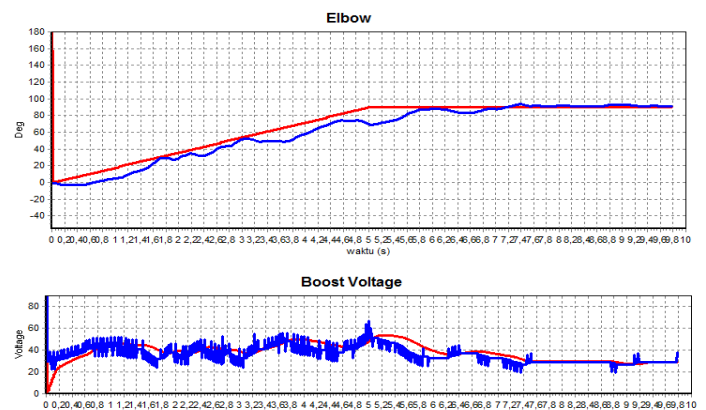
Gambar 10. Sudut *elbow joint* terhadap tegangan output stimulator oleh subyek A dengan nilai K_p 0.25, K_i 0.25 dan K_d 8



Gambar 11. Sudut *elbow joint* terhadap tegangan output stimulator oleh subyek A dengan nilai K_p 1.75, K_i 0.25 dan K_d 8

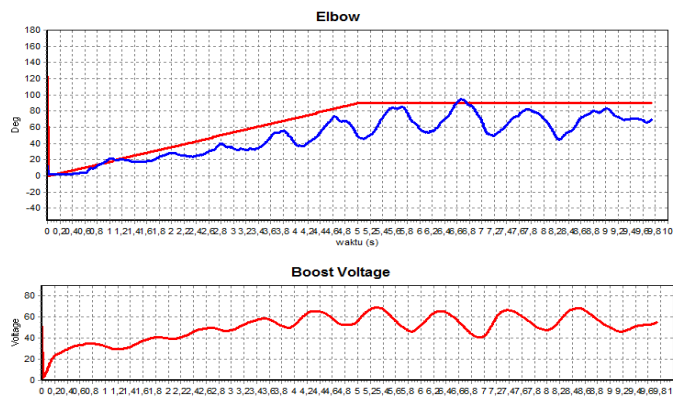


Gambar 12. Sudut *elbow joint* terhadap tegangan output stimulator oleh subyek A dengan nilai K_p 1.75, K_i 0.5 dan K_d 8

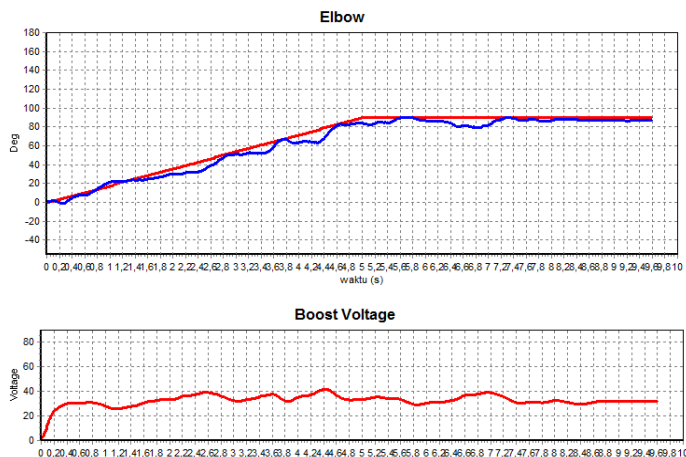


Gambar 13. Sudut *elbow joint* terhadap tegangan output stimulator oleh subyek A dengan nilai K_p 1.75, K_i 0.75 dan K_d 8

Dapat terlihat pula dengan nilai K_p 0.25, tegangan yang dihasilkan oleh stimulator akan tidak terlalu memberikan hasil yang signifikan yang mengakibatkan perubahan sudut yang kecil. Tetapi sebaliknya ketika nilai K_p sebesar 1.75, maka perubahan sudut akan lebih terlihat. Percobaan yang berikutnya, mengganti nilai konstanta K_i dengan nilai K_i kecil hingga besar. Didapatkan bahwa dengan menggunakan nilai K_i yang lebih kecil, maka perubahan sudut tidak akan terlalu berosilasi. Hal ini didapatkan dengan melihat gambar dengan kondisi K_i 0.25 dengan perbandingan nilai kondisi K_i 0.75. Dimana ketika nilai K_i yang lebih besar, akumulasi *error* dari sistem akan semakin besar pula sehingga osilasi pada sistem akan semakin besar. Hal ini terjadi karena akselerasi dari sistem akan semakin besar, sehingga perubahan sistem terhadap sudut yang akan dicapai semakin besar. Pada hasil percobaan yang terakhir adalah pergantian nilai konstanta



Gambar 14. Sudut *elbow joint* terhadap tegangan output stimulator oleh subyek A dengan nilai K_p 1.75, K_i 0.75 dan K_d 3



Gambar 15. Sudut *elbow joint* terhadap tegangan output stimulator oleh subyek A dengan nilai K_p 1.75, K_i 0.75 dan K_d 7.

IV. KESIMPULAN

Peletakkan posisi *elektroda* berpengaruh terhadap intensitas kontraksi otot yang mempengaruhi sudut pergerakan yang dibentuk. Berdasarkan hasil pengujian, *electrical stimulator* mampu menghasilkan *output* tegangan sesuai dengan spesifikasi yang diinginkan dan rata-rata stimulasi minimal pada otot *biceps* sebesar 31V dan maksimal sebesar 56.6V dari 3 subyek normal. Kondisi *fatigue* atau kelelahan otot akan mempengaruhi hasil dari kontraksi otot. Sehingga dengan adanya keadaan ini, kekuatan otot berkontraksi akan turun dan menyebabkan kesalahan dalam akuisisi data. Melalui keseluruhan pengujian sistem dengan mengganti nilai konstanta K_p , K_i dan K_d untuk pergerakan sendi siku, dapat mempengaruhi hasil perubahan sudut subyek. Nilai konstanta K_p , K_i dan K_d dari setiap pergerakan subyek berbeda-beda dan memerlukan percobaan terlebih dahulu untuk mendapatkan konstanta tersebut.

DAFTAR PUSTAKA

- [1]. Watanabe, T., Futami, R., Hoshimiya, N. "An Approach to a Muscle Model with a Stimulus Frequency-Force Relationship for FES Applications". *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol. 7, No. 1, Maret, 1999
- [2]. P Taylor.. "Upper Limb Electrical Stimulation Exercises", Salisbury FES, Januari 2002